

PET – czyli co antymateria ma wspólnego z medycyną

W procesie diagnozowania medycznego nieocenioną rolę odgrywają badania dostarczające precyzyjnych informacji o stanie zdrowia pacjenta. W przypadku wielu schorzeń, na czele z chorobami nowotworowymi, wczesne rozpoznanie odgrywa kluczową rolę w dalszym leczeniu. Jest to jeden z powodów ciągłego rozwoju metod mających na celu poprawienie dokładności otrzymywanych wyników, przy jednoczesnym obniżeniu kosztów wykonywania badań. Osiągnięcie obu tych celów możliwe jest dzięki rozwojowi nowych technologii oraz zrozumieniu zjawisk fizycznych za nimi stojących.

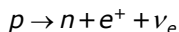
Dużą grupę powszechnie stosowanych w diagnostyce badań stanowią metody obrazowania medycznego. Są one bardzo zróżnicowane pod względem dostarczanych informacji oraz wykorzystywanych zakresów promieniowania i pól: od promieniowania rentgenowskiego stosowanego w zdjęciach rentgenowskich (RTG) i tomografii komputerowej (ang. *computer tomography* – CT), przez promieniowanie jądrowe w pozytonowej tomografii emisyjnej (ang. *positron emission tomography* – PET) aż po promieniowanie radiowe i pole magnetyczne w rezonansie magnetycznym (ang. *magnetic resonance imaging* – MRI) i ultradźwięki wykorzystywane w ultrasonografii (ang. *ultrasonography* – USG).

Jedną z najbardziej obiecujących i wciąż rozwijanych technik obrazowania medycznego jest pozytonowa tomografia emisyjna. W przeciwieństwie do innych metod, PET pozwala na uzyskanie informacji nie tylko o kształcie i wzajemnym położeniu badanych tkanek, ale również o intensywności procesów biochemicznych w nich zachodzących. Dzięki temu znajduje zastosowania w planowaniu i prowadzeniu terapii, określaniu wpływu leków na organizm, a przede wszystkim w diagnostyce w psychiatrii, kardiologii i onkologii.

Wykonanie badania wymaga podania pacjentowi tzw. radiofarmaceutyku. Jest to biologicznie aktywna substancja promieniotwórcza. Zwykle zawiera ona glukozę, która służy organizmowi jako podstawowe źródło energii. Radiofarmaceutyk bierze udział w procesach życiowych w ludzkim organizmie, z czasem gromadząc się w tkankach, w których te procesy są najbardziej intensywne.

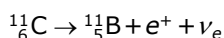
Istotnym zastosowaniem PET jest wykrywanie zmian nowotworowych we wczesnym stadium z nieosiągalną innymi metodami dokładnością. Szybki wzrost komórek nowotworowych wymaga dużych ilości energii, co odpowiada zwiększeniu zapotrzebowania na glukozę, przyspieszeniu procesów bioche-

Pozytony uzyskuje się w procesie rozpadu β^+ . Podczas rozpadu β^+ proton jądra przemienia się w neutron n , pozyton e^+ oraz neutrino elektronowe ν_e



W wyniku tej przemiany liczba atomowa jądra maleje o 1, a liczba masowa pozostaje bez zmiany.

Oto przykładowy rozpad izotopu węgla $^{11}_6\text{C}$

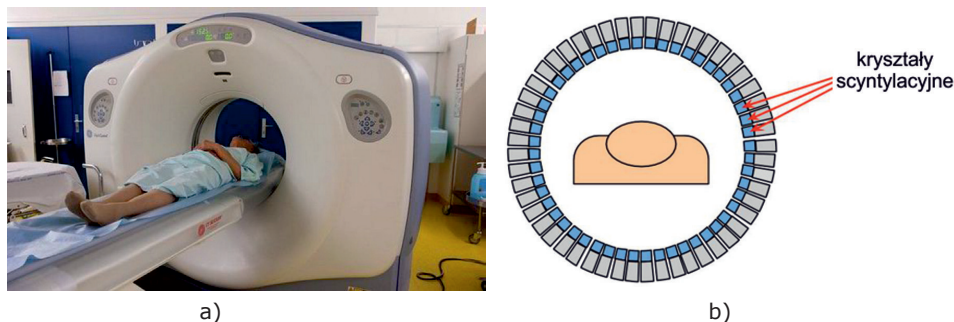


micznych, a tym samym większej koncentracji radiofarmaceutyku w tym obszarze. Zatem, aby określić położenie chorobowo zmienionych tkanek, należy „zmierzyć” ilość radiofarmaceutyku zgromadzonego w poszczególnych częściach ciała. Właśnie z tego powodu radiofarmaceutyk zawiera izotopy promieniotwórcze.

W PET wykorzystywane są izotopy rozpadające się poprzez rozpad β^+ , czyli z emisją pozytonu – antycząstki elektronu. Pozyton wyemitowany w ciele pacjenta porusza się wytracając prędkość, a następnie anihiluje z napotkanym elektronem. W procesie anihilacji cząstka i antycząstka znikają, a ich energia zamieniana jest na energię unoszoną przez dwa kwanty gamma poruszające się w przeciwnych kierunkach w układzie środka masy¹. Te kwanty gamma są następnie rejestrowane przez detektory.

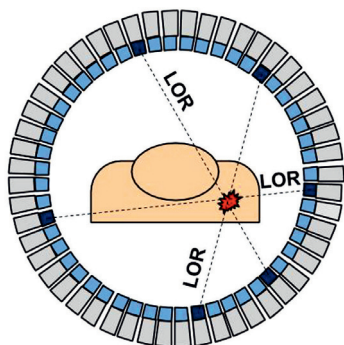
Detektory PET mają kształt pierścienia (rys. 1a), wewnątrz którego w trakcie badania znajduje się pacjent. Za rejestrację kwantów gamma w konwencjonalnych tomografach odpowiedzialne są tzw. scyntylatory kryształowe. Scyntylatory są to materiały, w których pod wpływem padania kwantów gamma emitowane jest światło.

Detektor złożony jest z wielu niedużych kryształów scyntylacyjnych (rys. 1b). W procesie analizy danych zebranych w trakcie badania możliwe jest ustalenie, na które z nich padły kwanty gamma pochodzące z tego samego procesu anihilacji. Linia łącząca dwa takie kryształy to tzw. linia odpowiedzi (LOR – ang. *line of response*). Jeśli w danym obszarze nastąpiło wiele anihilacji, to na podstawie każdej zarejestrowanej pary kwantów gamma otrzymuje się jedną linię odpowiedzi. Przecięcie tych linii pozwala na odtworzenie miejsca, z którego zostały wyemitowane kwanty gamma (rys. 2). Jeżeli dodatkowo detektor pozwala na wyznaczenie czasu przelotu kwantów gamma od miejsca anihilacji do detektora, to możliwe jest zawężenie linii odpowiedzi do jej mniejszego fragmentu, co poprawia dokładność otrzymywanych obrazów. Technika ta nazywana jest TOF-PET (ang. *time of flight PET*). Analizując liczbę procesów anihilacji w poszczególnych obszarach określa się ilość radiofarmaceutyku w poszczególnych częściach organizmu pacjenta, znajdując miejsca, w których procesy metaboliczne są nasilone.



Rys. 1. a) Pacjent w trakcie badania (źródło [1]), b) schemat detektora PET

¹ **Układ środka masy** – to układ odniesienia, w którym środek masy rozpatrywanego układu ciał spoczywa. Oznacza to, że w układzie środka masy wektorowa suma pędów wszystkich ciał jest równa zero.



Rys. 2. Przykładowe linie odpowiedzi (LOR), które pozwalają na odtworzenie pojedynczego miejsca anihilacji. Sytuacja staje się bardzo skomplikowana, gdy analizuje się linie odpowiedzi pochodzące z całego ciała pacjenta. W tym celu tworzone są programy komputerowe pozwalające szybko i precyzyjnie rozwiązać ten problem

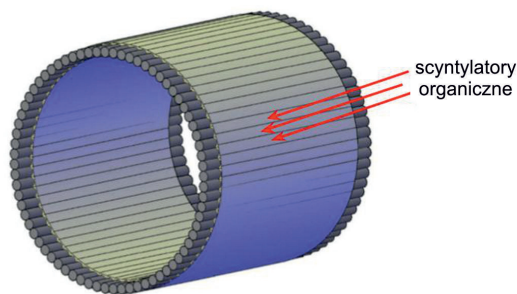
Produkcja scyntylatorów kryształowych jest jednak procesem kosztownym, stanowiącym największą część całkowitej ceny tomografu. Z tego względu powierzchnia urządzenia odpowiedzialna za detekcję kwantów gamma jest stosunkowo niewielka w porównaniu do rozmiarów ciała pacjenta. Obniża to jakość otrzymywanych wyników oraz nastęrcza trudności praktycznych. Na przykład badanie całego ciała musi zostać podzielone na wiele pojedynczych, następujących po sobie etapów – skanów kolejnych części organizmu. Wydłuża to czas badania i wpływa niekorzystnie na dokładność otrzymanego wyniku, gdyż wraz z upływem czasu spada aktywność promieniotwórcza² podanego pacjentowi radiofarmaceutyku. Przede wszystkim jednak wysokie koszty produkcji tomografów sprawiają, że urządzenia te są trudno dostępne i wciąż jest ich zbyt mało w stosunku do zapotrzebowania. W 2011 roku w Polsce liczba tomografów PET na milion mieszkańców wynosiła 0,42; dla porównania wartość ta w Holandii wynosi 4,9.

Ceny tomografów dostępnych na rynku oraz możliwość poprawy dokładności obrazów osiąganych z ich pomocą stanowią motywację do poszukiwania rozwiązań tańszych, bardziej efektywnych i precyzyjnych. W tej dziedzinie wkład mają także polskie zespoły badawcze. Jednym z proponowanych rozwiązań jest tzw. J-PET (ang. *Jagiellonian PET*) – projekt rozwijany na Uniwersytecie Jagiellońskim w Krakowie, będący obecnie w fazie uruchamiania prototypu [2]. J-PET proponuje zupełnie nowe podejście do konstrukcji tomografu. Niewielkie scyntylatory kryształowe umieszczone na pierścieniu otaczającym pacjenta zostały w nim zamienione na podłużne scyntylatory organiczne (tj. zbudowane głównie ze związków węgla, tlenu i wodoru), tworzące wokół pacjenta cylindryczną komorę (rys. 3).

Przewagą scyntylatorów organicznych w porównaniu do kryształów jest znacznie niższa cena ich produkcji oraz możliwość łatwego ukształtowania w pożądany sposób; wadę stanowi mniejsze prawdopodobieństwo zarejestrowania kwantu gamma. Jednak duży rozmiar detektora sprawia, że na jego powierzchnię pada znacznie więcej kwantów gamma wyemitowanych z ciała pacjenta, co wystarczająco rekompensuje mniejsze prawdopodobieństwo ich rejestracji.



² **Aktywność promieniotwórcza** – wielkość fizyczna określająca szybkość rozpadu jąder promieniotwórczych danej próbki, czyli całkowitą ilość rozpadów promieniotwórczych w próbce zachodzących w jednostce czasu. W układzie SI wyrażana jest w beke-relach (Bq): 1 Bq = 1 rozpad/1 s.



Rys. 3. Detektor J-PET. Podłużne scyntylatory organiczne tworzą cylindryczną komorę, wewnątrz której będzie znajdował się pacjent. Jest ona znacznie dłuższa niż w przypadku obecnie używanych urządzeń (źródło: [2])

Za wytwarzanie światła w scyntylatorach kryształowych odpowiada inny mechanizm niż w scyntylatorach organicznych: w pierwszych dominuje efekt fotoelektryczny, w drugich – efekt Comptona [3]. Co więcej, w detektorze J-PET do znalezienia linii odpowiedzi nie wystarcza już określenie, *na który* scyntylator padł kwant gamma, konieczne jest dokładne ustalenie *miejsca* jego padania wzdłuż scyntylatora. Wszystko to wymaga opracowania nowych metod analizy danych i tworzenia obrazu ciała pacjenta. Szacuje się jednak, że skonstruowane urządzenia zapewni kilkukrotne zwiększenie dokładności otrzymywanych wyników.

Inne przykłady nowatorskiego podejścia do tomografii PET to AX-PET (Axial PET, wykorzystujący scyntylatory ułożone prostopadłe względem siebie) lub zintegrowane tomografy PET-CT oraz PET-MRI pozwalające na obrazowanie ciała pacjenta dwoma metodami (nałożenie na siebie ich wyników daje informację zarówno o kształtach, wzajemnym położeniu badanych tkanek i organów, jak i o ich metabolizmie).

Warto podkreślić, że z wykorzystaniem modelu tomografu PET, składającego się z dwóch poruszających się po okręgu detektorów, prowadzone są zajęcia w ramach II Pracowni Fizycznej na Wydziale Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej UJ. Ich celem jest odtworzenie położenia punktowego źródła promieniotwórczego wewnątrz pudełka o znanych wymiarach, co stanowi symulację badania. Już ta – bardzo uproszczona – sytuacja daje wyobrażenie o trudnościach, z jakimi trzeba się zmierzyć, opracowując nowe urządzenia i metody analizy danych zebranych z ich pomocą.

Pozytonowa tomografia emisyjna to potężne narzędzie w medycynie, szczególnie w walce z nowotworami. Jednak szczególnie tam, gdzie czas postawienia dokładnej diagnozy jest bezcenny, należy wykorzystać przewagę, jaką dają nowoczesne technologie. Po raz kolejny okazuje się, że w tym wyścigu z czasem nieoceniona jest zarówno kreatywność jak i znajomość praw fizyki.

Referencje

- [1] www.express.co.uk/news/uk/442365/Breakthrough-scan-detects-high-risk-patients-and-will-save-the-lives-of-thousands
- [2] koza.if.uj.edu.pl/pet/
- [3] www.atomistyka.pl/promien/oddzialywanie.html

Dominika Alfs,
studentka Wydziału Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej UJ